

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-063045

(43)Date of publication of application : 08.03.1994

(51)Int.Cl. A61B 8/12
 A61B 1/00
 A61B 1/00
 G01N 29/06

(21)Application number : 04-221258

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 20.08.1992

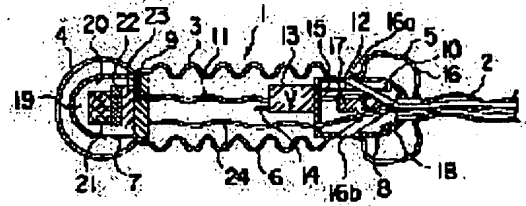
(72)Inventor : MORIYAMA HIROKI

(54) ULTRASONIC ENDOSCOPE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ultrasonic endoscope capable of executing an ultrasonic examination while running freely in an examinee even if the inside of a tubular examinee is not filled with liquid.

CONSTITUTION: An ultrasonic transferring part 20 for transferring an ultrasonic wave is provided in the inside of a front balloon 4 or a rear balloon 5, so that the ultrasonic wave is transferred through the liquid guided into these balloons 4, 5.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-63045

(43)公開日 平成6年(1994)3月8日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/12		7507-4C		
1/00	3 0 0 F	8119-4C		
	3 2 0 C	8119-4C		
G 0 1 N 29/06		8105-2J		

審査請求 未請求 請求項の数1(全 10 頁)

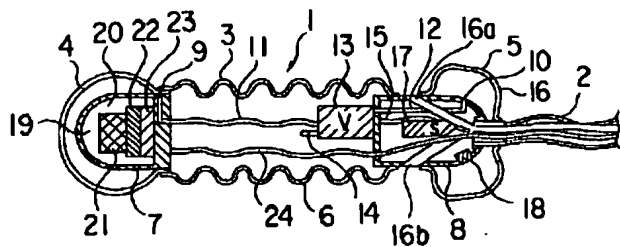
(21)出願番号	特願平4-221258	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22)出願日	平成4年(1992)8月20日	(72)発明者	森山 宏樹 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ ンパス光学工業株式会社内
		(74)代理人	弁理士 鈴江 武彦

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡

(57)【要約】

【目的】管状をなす被検体内が液体で満たされていなくても被検体内を自走しながら超音波検査を行なうことのできる超音波内視鏡を提供する。

【構成】超音波を送受波する超音波送受波部20を前バルーン4または後バルーン5の内部に設け、これらバルーン4, 5内に導入される液体を介して超音波を送受波するようにしたことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 軸方向に伸縮する軸方向伸縮部の軸方向両端部に、流体圧により管状をなす被検体の管壁方向に膨脹収縮する 1 対のバルーンを有する超音波内視鏡において、前記バルーン内の少くとも一方に超音波送受波部を設け、前記バルーン内に導入される液体を通じて超音波を送受波するようにしたことを特徴とする超音波内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、管状をなす被検体（たとえば工業用配管や小腸等の生体器官）を検査する際に用いられる超音波内視鏡に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来、管状をなす被検体を超音波により検査する手段として、特開昭 58-133224 号公報に示されるような超音波内視鏡が知られている。この超音波内視鏡は、超音波送受波部と、この超音波送受波部の後端に設けられた第 1 のバルーンと、この第 1 バルーンに蛇腹状伸縮部材を介して連結された第 2 バルーンとを有し、これら第 1 及び第 2 のバルーンを流体圧により被検体の管壁方向に交互に膨脹収縮させると共に蛇腹状伸縮部材を流体圧により軸方向に伸縮させて被検体内をイモ虫式に自走するようになっている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 このように構成される従来の超音波内視鏡は、管状をなす被検体内を自走しながら超音波検査を行なうことができるという利点を有するが、超音波検査を行なう際には被検体内を液体で満たす必要があった。

【0004】 本発明は、このような問題点を鑑みてなされたもので、管状をなす被検体内が液体で満たされていなくても被検体内を自走しながら超音波検査を行なうことのできる超音波内視鏡を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するために本発明は、軸方向に伸縮する軸方向伸縮部の軸方向両端部に、流体圧により管状をなす被検体の管壁方向に膨脹収縮する 1 対のバルーンを有する超音波内視鏡において、前記バルーン内の少くとも一方に超音波送受波部を設け、前記バルーン内に導入される液体を通じて超音波を送受波するようにしたことを特徴とする。

【0006】

【作用】 このような構成の本発明は、超音波送受波部をバルーン内に設けることにより、バルーン内に導入された液体を通じて超音波検査を行なうことが可能となる。

【0007】

【実施例】 以下、本発明の各実施例を図面を参照して説明する。

【0008】 図 1 は本発明の第 1 実施例に係る超音波内

視鏡の概略構成を示す断面図で、この超音波内視鏡は、管状をなす被検体内に挿入される本体部 1 と、この本体部 1 の後端から外部に導出されたフレキシブルチューブ 2 とからなり、本体部 1 は軸方向伸縮部 3 を有している。この軸方向伸縮部 3 は、蛇腹チューブ 6 と、この蛇腹チューブ 6 の両端に気密に嵌着された本体前部 7 および本体後部 8 とからなり、本体前部 7 および本体後部 8 の周面には、前バルーン 4 および後バルーン 5 が本体前部 7 および本体後部 8 の外周を覆うように取り付けられている。

10

【0009】 また、本体前部 7 および本体後部 8 の周面には、流体導入孔 9、10 が設けられている。これらの流体導入孔 9、10 は、前バルーン 4 および後バルーン 5 内に水等の流体を導入排出するためのもので、それぞれ加圧チューブ 11、12 を介して蛇腹チューブ 6 内のマイクロバルブ 13 に接続している。このマイクロバルブ 13 は、蛇腹チューブ 6 内に流体を供給するためのノズル 14 を有している。また、このマイクロバルブ 13 は前記フレキシブルチューブ 2 内を挿通する加圧チューブ 15 を介して図示しない流体供給源に接続しており、バルブの開閉によって加圧チューブ 11、12 およびノズル 14 への流体の供給を選択的に制御できるようになっている。

20

【0010】 前記本体後部 8 は内部に分岐チャンネル 16 を有し、この分岐チャンネル 16 のチャンネル孔 16a、16b を通じて鉗子等の処置具を被検体内に挿入することができるようになっている。なお、分岐チャンネル 16 の分岐部には、フレキシブルチューブ 2 を介して本体後部 8 内に挿入された処置具の方向を制御する機械式スイッチ作動部 17 が設けられている。また、本体後部 8 は表面部にマイクロ圧力センサ 18 を有し、このマイクロ圧力センサ 18 で後バルーン 5 の膨脹状態を検知できるようになっている。

30

【0011】 一方、前記本体前部 7 は内部に空洞部 19 を有し、この空洞部 19 内には流動パラフィン等の液体（図示せず）が充填されているとともに、超音波送受波部 20 が設けられている。この超音波送受波部 20 は、超音波振動子 21 と、この超音波振動子 21 を蛇腹チューブ 6 の軸芯回りに回転させるモータ 22 と、このモータ 22 の回転角を読み取るエンコーダ 23 とからなり、モータ 22 により超音波振動子 21 を回転させることにより被検体の管壁全周を超音波走査することができるようになっている。

【0012】 なお、前記フレキシブルチューブ 2 内には、前記分岐チャンネル 16 に連通するチャンネルチューブ、前記モータ 22 およびエンコーダ 23 に接続される信号ケーブル 24、前記加圧チューブ 15 等が内挿されている。

【0013】 このように構成される超音波内視鏡により例えば小腸等の腸管内を超音波検査する場合は、図 2 の

50

(a) に示す状態すなわち前バルーン 4、後バルーン 5 および蛇腹チューブ 6 を膨脹させた状態から、図 2 の

(b) に示すように後バルーン 5 を収縮させ、次いで蛇腹チューブ 6 を収縮させる。次に図 2 の (c) に示すように後バルーン 5 を膨脹させて腸管 25 の管壁を後バルーン 5 でグリップした後、前バルーン 4 を収縮させ、さらに図 2 の (d) に示すように蛇腹チューブ 6 を軸方向に伸長させることにより、本体部 1 が腸管 25 内をイモ虫のように移動する。このとき、フレキシブルチューブ 2 内を挿通する加圧チューブ 15 によって流体 (液体) がマイクロバルブ 13 に送られ、このマイクロバルブ 13 から加圧チューブ 11 を介して前バルーン 4 に、もしくはノズル 14 を介して蛇腹チューブ 6 に、もしくは加圧チューブ 12 を介して後バルーン 5 に流体が送られる。

【0014】また、このとき超音波振動子 21 はモータ 22 によって軸周りに回転し、その回転量をエンコーダ 23 で検出する。そして、本体部 1 が止まっている間の超音波観測は、前バルーン 4 を腸管 25 に接触させた状態で行われる。また、自走中の超音波観測は、前バルーン 4 が腸管 25 をグリップしていない時は超音波画像が得られないので、前バルーン 4 の膨脹と同期して超音波の送受波を行う。なお、このとき図示しないモニター画面には、前バルーン 4 の収縮前の画像を写しておくようにする。

【0015】また、超音波観測をしながら、観測されたある組織を生検処置する場合は、図 3 に示すように分岐チャンネル 16 のチャンネル孔 16a または 16b より処置具 26 を突出させることにより生検処置を行なうことができる。この場合、処置具 26 は、分岐チャンネル 16 の分岐部に設けられた機械式スイッチ作動部 17 によってチャンネル孔 16a または 16b から出る方向が制御される。

【0016】なお、処置具 26 は、図 4 に示すように、極細多関節アーム 27 としてもよい。この場合、例えば先端にはカップ 28 の開閉アクチュエータ 29 が設けられ、それぞれのアーム部材 30 の間に湾曲アクチュエータが内蔵された間接部 31 が設けられている。

【0017】また、本体後部 8 の表面に取り付けられたマイクロ圧力センサ 18 は、後バルーン 5 を膨脹させ、腸管 25 に後バルーン 5 を接触させた時の圧力を検出するもので、これにより腸のぜん動運動を把握することができる。さらに、このマイクロ圧力センサ 18 を本体前部 7 にも取り付け、腸管 25 に対するバルーン 4、5 のグリップの度合いをマイクロ圧力センサ 18 で検出しながら、バルーン 4、5 の膨脹量を制御し、生体に対する安全性を確保するようにしてもよい。また、超音波観測は、円柱状超音波素子を用いて電子スキャンを行い、全周を観測するようにしてもよい。

【0018】このように本発明の第 1 実施例では、本体

前部 7 を含む超音波送受波部 20 を前バルーン 4 内に設けたので、前バルーン 4 に導入される液体を通じて超音波を送受波することができる。従って、被検体内が液体で満たされていないようなところ (例えば小腸など) でも被検体内を自走しながら超音波検査を行なうことができる。

【0019】なお、上述した第 1 実施例では流体圧により作動する軸方向伸縮部 3 の両端部に前バルーン 4 および後バルーン 5 を設けたが、機械的に軸方向伸縮する軸方向伸縮部の両端部に前バルーン 4 および後バルーン 5 を設けても良い。

【0020】次に本発明の第 2 実施例を図 5 を参照して説明する。なお、図 1 に示したものと同一部分には同一符号を付し、その部分の説明は省略する。図 5 において、32 は本体後部 8 内に形成された第 2 の空洞部であり、この空洞部 32 には、流動パラフィン等の液体 (図示せず) が充填されているとともに、超音波振動子 34 と、この超音波振動子 34 を蛇腹チューブ 6 の軸芯回りに回転させるモータ 35 と、このモータ 35 の回転角を読み取るエンコーダ 36 とからなる第 2 の超音波送受波部 33 が設けられている。

【0021】また、本体後部 8 の後端に接続されたフレキシブルチューブ 2 の途中には処置用ユニット 37 が設けられ、この処置用ユニット 37 内には、2 つのチャンネル孔 38a、38b を有する分岐チャンネル 39 と処置具の方向を制御する機械式スイッチ作動部 40 が設けられている。

【0022】このように構成される第 2 実施例の自走原理は、前述した第 1 実施例と全く同じである。また、患部組織を生検処置する場合は、処置用ユニット 37 のチャンネル孔 38a 又は 38b より処置具 26 を後バルーン 5 の外周方向に向けて出すことにより行なう。さらに、超音波検査に関しては、前バルーン 4 が膨脹している時は超音波振動子 21 によって行い、後バルーン 5 が膨脹している時は超音波振動子 34 によって行う。従って、超音波振動子 21 で観測できなかった部位を、本体後部 8 内に設けられた超音波振動子 34 によって観測することができ、第 1 実施例のものよりも超音波観測のものを少なくすることができる。

【0023】次に本発明の第 3 実施例を図 6 に示す。この第 3 実施例の超音波内視鏡は前バルーン 5 の表面に複数の触覚センサ 40 が設けた点が図 1 に示した第 1 実施例と異なり、それ以外は第 1 実施例と同様の構成である。

【0024】従って、この第 3 実施例では、前バルーン 4 の表面に設けた複数の触覚センサ 40 により前バルーン 4 と腸管 25 との接触圧を検知することができる。そして、前バルーン 4 が腸管 25 をグリップしていない時は、前バルーン 4 を完全に収縮させてしまうのではなく、前バルーン 4 の表面が腸管 25 の管壁に軽く接する

程度に前バルーン4を収縮させることにより、前バルーン4内の超音波振動子21による超音波検査が自走中も行うことができる。

【0025】次に本発明の第4実施例を図7および図8を示す。この第4実施例の超音波内視鏡は、前述した第2実施例のように、後バルーン5の中に超音波振動子34、モータ35、エンコーダ36が設けられている。そして、前バルーン4の中には超音波振動子は設けられておらず、光学的な内視鏡先端部41が設けられている。この内視鏡先端部41にはCCD（図示しない）と、CCDの光電変換面に像を映すための観察窓42と、高輝度照明窓43と、処置具26の出入口であるチャンネル孔44が設けられている。高輝度照明窓43からの照明は、光ファイバで導光されたものでもよいし、内視鏡先端部31内に小型高輝度発光部材が設けられてもよい。

【0026】また、前バルーン4と後バルーン5との間には、蛇腹チューブ6に代って軸方向伸縮チューブ45が設けられている。この軸方向伸縮チューブ45は流体の加圧によって周方向の膨脹を規制するために軟らかいチューブの周囲に、軸と垂直断面となるような規制ひもが多数まかれている。なお、規制ひもはチューブ45内に埋め込まれていてもよい。

【0027】また、軸方向伸縮チューブ45は、その断面を図8に示すように、マルチルーメン構造となっている。中央の丸いルーメンはチューブ・コード類が入るためのもので、その周りに3つの扁平したルーメン46a、46b、46cが設けられている。これら3つのルーメン46a、46b、46cは、それぞれ独立して流体の加減圧ができるようになっており、マイクロバルブ13によって制御される。なお、後バルーン4より後方の構成に関しては、第2実施例と同じである。

【0028】このように構成される本発明の第4実施例では、内視鏡先端部41の高輝度照明窓43より腸管25内を照明し、観察窓42より被写体像を取り入れることにより、腸管25内を光学的に観察することができる。

【0029】また、内視鏡的処置も観察窓42より観察される範囲はチャンネル孔44より処置具26（図ではスネア処置具になっているが、他の処置具でもよい）を出すことにより行われ、超音波観測された部分に関しては処置ユニット37のチャンネル孔38aまたは38bより出される処置具26（図では生検ねじになっているが、他の処置具でもよい）によってなされる。

【0030】さらに、軸方向伸縮チューブ45は、扁平ルーメン46a、46b、46cを同時に加減圧することにより軸方向に伸縮し、扁平ルーメン46a、46b、46cのいずれか1つ若しくは2つを加圧して残りを減圧すると、図9に示すように減圧されたルーメン側に湾曲するので、腸管25内を綿密に観察したり、正確な処置を行うことが可能となる。

【0031】次に本発明の第5実施例を図10および図11に示す。この第5実施例は図9に示した第4実施例と類似しているが、前バルーン5の中に第1実施例と同様の超音波送受波部20が設けられ、後バルーン5の中に光学系の内視鏡先端部41が設けられている。この内視鏡先端部41には、観察窓42、高輝度照明窓43、チャンネル孔44の他に大チャンネル孔47が設けられ、大チャンネル孔47の内側に蛇腹チューブ6の一部が設けられている。なお、それ以外の構成は第1及び第4実施例と同様である。

【0032】上記のように構成される本発明の第5実施例では、図11の（a）に示すように前バルーン4を収縮させ、さらに蛇腹チューブ6を収縮させると、観察窓42より腸管25内をほぼ全域に亘って観察することができる。従って、例えば腫瘍49が発見されれば、図11の（b）に示すように観察窓42で観察しながら蛇腹チューブ6を腫瘍49の下まで伸ばし、前バルーン4を膨脹させて腸管25（腫瘍49の部分）をグリップし、腫瘍49付近を超音波送受波部20で超音波観測することができる。よって、この第5実施例によれば、同一部位に対してCCDによる光学的な観察と超音波による観測の両方を行なうことができる。次に本発明の第6実施例を図12および図13を参照して説明する。

【0033】図12は自走式の内視鏡を示し、図中60は小腸のぜん動運動を利用して小腸深部または大腸まで挿入するためのカプセル本体である。このカプセル本体60の先端部外周には、カプセル本体60内の水素貯蔵合金62をヒータ63で加熱した時に放出される水素によって膨脹するバルーン61が設けられている。また、カプセル本体60の先端面には赤外線CCDカメラ64及びLED65が設けられ、体腔内の観察が可能となっている。さらに、カプセル本体60の先端面にはチャンネル孔66が設けられ、カプセル本体60内のマイクロポンプ67により腸液等の採取が可能となっており、採取された腸液等はカプセル本体60内のタンク68に貯えられるようになっている。一方、カプセル本体60の後端部からはケーブル69が体外まで延出され、CCDカメラ64による映像信号が体外へ送信可能となっている。

【0034】なお、ヒータ62の加熱を制御する回路70は、図13に示すように、CCDカメラ64からの最新の映像データとメモリ71に一時的に格納された1フレーム前の信号との差分信号を演算する差分回路72と、コンパレータ73及び駆動回路74よりなり、ヒータ63を適宜加熱することができるようになっている。このように構成される本発明の第6実施例は、患者の口からカプセル本体60を挿入すると、カプセル本体60は図示しない内視鏡の補助または体温変換のもと、胃から十二指腸へ進み、さらに小腸の入口まで挿入される。そして、小腸に挿入されたカプセル本体60は、ヒータ

63により水素貯蔵合金62を加熱すると、水素貯蔵合金62内に含まれている水素が気体となって放出され、バルーン61を膨脹させる。そして、バルーン61が膨脹すると、小腸のぜん動運動によりバルーン61が徐々に小腸の奥へ引き込まれていく。

【0035】通常、液状の物質が腸管75内に入ると、周期が一樣な運動が起こる。これがぜん動運動であるが、内容物が半固形状の場合、腸管75では長期間に亘って内容物を混和させる分筋運動が生じる。この分筋運動が生じると、カプセル本体60は前方に進むことが出来なくなる。そこで、赤外線CCDカメラ64からの画像信号より小腸の動きを検出し、小腸のぜん動運動が止まった時にはバルーン61を収縮させ、ぜん動運動が再開されるようにする。

【0036】このようにして、カプセル本体60が小腸のぜん動運動により小腸深部の目的部位まで到達すると、マイクロポンプ67を駆動し、チャンネル孔66から腸液を採取する。チャンネル孔66から採取された腸液はカプセル本体60内のタンク68に貯えられる。

【0037】このように本発明の第6実施例では、小腸のぜん動運動が停止した際にバルーン61を収縮させることによりぜん動運動を再開させることができるので、カプセル本体60を小腸のぜん動運動により目的部位まで移動させることができ、小腸のぜん動運動を促進して目的部位までの到達時間を早めることができる。

【0038】なお、ヒータ63を加熱制御する制御回路70を、図15に示すように、バッテリー90と、一定周期毎にヒータ63を加熱するパルスを発生するタイマー回路91および駆動回路92とで構成しても良い。このような構成によると、バルーン61を一定時間膨脹させてぜん動運動をさせた後、バルーン61を収縮させることができ、分筋運動をできるだけ阻止できるので、挿入速度の向上が可能である。

【0039】次に本発明の第7実施例を図14に示す。同図において、80は自走式のカプセル本体であり、このカプセル本体80は、軸方向に伸縮する蛇腹チューブ81の両端に前バルーン82および後バルーン83を設けたものである。これら蛇腹チューブ81およびバルーン82、83内には水素貯蔵合金84とヒータ85がそれぞれ設けられ、各ヒータ85は制御回路86からの信号により加熱されるようになっている。

【0040】前バルーン82の先端には赤外線CCDカメラ87が設けられている。また、バルーン82、83の表面には複数の圧力センサ88が設けられ、これら圧力センサ88の出力は制御回路86に入力されるようになっている。

【0041】カプセル本体80の後端にはケーブル89が接続されており、体外へ映像信号や圧力信号等を送信可能となっている。また、外部から強制的に駆動信号も入力することが可能であり、異常時に対応できるように

なっている。

【0042】このような構成において、小腸がぜん動運動を行っている時には、バルーン82、83を膨脹させるためにバルーン82、83内のヒータ85が加熱される。一方、分筋運動が起きた時には、バルーン82、83の表面に取り付けられた圧力センサ88の出力が一定値に落ち着く。これにより分筋運動が検出され、分筋運動が検出された時には、制御回路86により3つの水素貯蔵合金84の加熱冷却を繰り返してカプセル本体80をイモ虫式に自走させる。

【0043】このように本実施例によれば、小腸がぜん動運動をしている時にはバルーン82、83を膨脹させて進み、分筋運動の時にはイモ虫式の自走を行うことにより、カプセル本体80の移動速度を向上させることができる。

【0044】図16および図17は本発明の第8実施例を示し、この第8実施例では内視鏡95の先端部に流体の加圧により周方向に膨脹する前バルーン96が取り付けられている。この前バルーン96は加圧チューブ97により加減圧されるようになっている。

【0045】また、前バルーン96の後側には蛇腹チューブ98が設けられている。この蛇腹チューブ98は自然状態では軸方向に伸長しており、流体の減圧によって軸方向に収縮するようになっている。なお、蛇腹チューブ98の一端は内視鏡95に固定され、他端は可動円管99の前端に連結されている。

【0046】この可動円管99の周囲には、流体の加圧により周方向に膨脹する後バルーン100が取り付けられ、可動円管99の一端には薄チューブ101が取り付けられている。そして、薄チューブ101の他端は内視鏡95の一部に固定されており、これによって蛇腹チューブ98内の気密（又は水密）が保たれている。なお、蛇腹チューブ98は加圧チューブ102により、後バルーン101は加圧チューブ103によってそれぞれ流体の加減圧がなされるようになっている。また、内視鏡95の先端面は球面形状となっており、自走時に腸壁に当たっても滑りやすくなっている。

【0047】上記のように構成される本発明の第8実施例は、蛇腹チューブ96を減圧して収縮させると、薄チューブ101が図17に示す如く折り返った形となる。収縮した蛇腹チューブ98が再び伸長する時は、加圧力よりもむしろ蛇腹チューブ98の持っている弾性力で伸長するので、薄チューブ101内が加圧され、膨らむことなく、図16の状態に戻すことができる。

【0048】従って、本発明の第8実施例では、減圧により収縮する蛇腹チューブ98と、薄チューブ101の折り返し動作の組み合わせにより、蛇腹チューブ98内の気密を保ちながら可動円管99をスムーズに前後移動させることができる。

【0049】次に本発明の第9実施例を図18および図

19に示す。図18および図19において、104は内視鏡95の湾曲部であり、湾曲部104の前部外周には後バルーン100が取り付けられ、加圧チューブ103から供給される流体圧によって内視鏡95の径方向に膨脹するようになっている。この後バルーン100の前方には、加圧チューブ102から供給される流体圧によって軸方向に伸縮する蛇腹チューブ98が設けられている。この蛇腹チューブ98の後端は内視鏡95の先端部105の外周に気密に取り付けられている。

【0050】内視鏡95の先端部105の外周には、可動円管99が軸方向に移動可能に設けられている。この可動円管99の周囲には、加圧チューブ97から供給される流体圧によって径方向に膨脹する前バルーン96が設けられている。

【0051】可動円管99の一部と内視鏡先端部105の一部（図では先端面近傍）とは、薄チューブ101によって接続されており、これによって蛇腹チューブ98内の気密が保たれている。

【0052】上述した本発明の第9実施例では、蛇腹チューブ98が収縮している時には可動円管99および前バルーン96が内視鏡95の先端部105上にあり、観察視野内にはないが、蛇腹チューブ98を伸長させると、図19に示すように可動円管99および前バルーン96が内視鏡95の先端部105より前に出て、腸壁25aをグリップする。また、蛇腹チューブ98が内視鏡湾曲部104を覆っていないので、内視鏡95が湾曲した状態でも装置がスコープ先端の向いている方向へスコープを誘導することができる。

【0053】なお、加圧チューブ97、102、103は、内視鏡95の内部に内蔵されていても良い。また、後バルーン100や蛇腹チューブ98の内視鏡95に対する取付け位置は、湾曲部104の途中であっても良い。また、図20に示すように、可動円管99ではなく、蛇腹チューブ98の一部に前バルーン96が設けられていても良い。さらに、後バルーン100は、湾曲部104の後方や蛇腹チューブ98の上に設けられていても良い。

【0054】次に本発明の第10実施例を図21に示す。同図において、110は内視鏡の挿入部であり、この内視鏡挿入部110の周囲には複数のバルーン111a、111b、111c、111dが挿入部110の軸方向に間隔を存して設けられている。これらのバルーン111a、111b、111c、111dは挿入部110の内部に形成された加圧経路112より供給される水等の流体圧により挿入部110の径方向に膨脹するようになっている。なお、挿入部110の先端部内には挿入部110を空気圧により湾曲させる空気圧湾曲機構112が設けられている。

【0055】上述した本発明の第10実施例では、バルーン111a、111b、111c、111dを収縮さ

せた状態で内視鏡挿入部110を患者の体腔内に挿入する。そして、内視鏡挿入部110の先端部が十二指腸に到達したら、バルーン111a、111b、111c、111dを膨脹させる。そうすると、小腸がぜん動運動を行ない、このぜん動運動により挿入部110を目的部位へ前進させることができる。また、この第10実施例では、挿入部110内に設けられた1つの加圧無経路112によってバルーン111a、111b、111c、111dを収縮収縮させることができる。

【0056】次に本発明の第11実施例を図22に示す。この第11実施例は、前述した第4実施例と第8実施例とを組み合わせたものであり、内視鏡挿入部110の先端部には、蛇腹チューブ113の両端部に前バルーン114および後バルーン115を設けてなるイモ虫式自走部116が設けられている。

【0057】この第11実施例では、イモ虫式自走部116が内視鏡挿入部110を牽引するときにはバルーン111b、111c、111dを収縮させる。そして、小腸のぜん動運動を受けるときにはバルーン111b、111c、111dを膨脹させて腸管内を自走する。

【0058】次に本発明の第12実施例を図23に示す。この第12実施例は、バルーン111a、111b、111cの内表面にマイクロ圧力センサ117を設け、これらのマイクロ圧力センサ117で小腸のぜん動運動を検出するようにしたものであり、それ以外は前述した第8実施例または第9実施例と同様の構成である。

【0059】次に本発明の第13実施例を図24に示す。図24は本発明を小腸スコープゾンデに適用した実施例を示し、腸管120内に挿入された可撓性チューブ121の先端部にはバルーン122が取り付けられている。このバルーン122は可撓性チューブ121内に形成された送気ルーメン123から供給される流体圧により可撓性チューブ121の径方向に膨脹するようになっている。

【0060】上記バルーン122内にはコイル124が設けられている。このコイル124は送気ルーメン123内に配設されたリード線125を介して刺激用電源126に接続しており、この電源126から10~20Hz程度の矩形波が印加されるようになっている。また、可撓性チューブ121内には、先端にライトガイド127およびイメージガイド128の先端面を有するスコープゾンデ129が内挿されている。

【0061】上記のように構成される本発明の第13実施例では、コイル124に10~20Hz程度の矩形波を数回印加すると、Averbach神経線130を刺激し、刺激部より数cm十二指腸側の腸壁のぜん動運動が促進される。その結果、バルーン122がぜん動運動により肛門側に押し出されることになり、能動的にぜん動運動を促進させて挿入時間を短縮することができる。

【0062】次に本発明の第14実施例を図25に示

す。この第 14 実施例では、内視鏡 110 の先端部に設けられた前バルーン 114 が磁気刺激で促進されたぜん動運動により肛門側へ押し出される。その際、バルーン 114 の内表面に取り付けた圧力センサ 131 でぜん動運動を検知し、ぜん動運動を検知したならば送気装置 132 で脱気を行ない、蛇腹 113 を軸方向に収縮させる。そうすると、ぜん動運動による移動量にイモ虫運動で進むストロークが加わるので、挿入速度が速くなる。

【0063】次に本発明の第 15 実施例を図 26 に示す。この第 15 実施例が前述した第 14 実施例と異なる点は、バルーン 122 の後方にポンプ 133 により促進液（ガストリン、セルレイン、モチリン等）を散布することにより、後方のぜん動運動を促進させてバルーン 122 を肛門側に移動させるようにしたものであり、上記の点以外は前述した第 14 実施例と同様の構成である。

【0064】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、超音波送受波部を前バルーンまたは後バルーンのいずれか一方の内部に設けたことにより、管状をなす被検体内が液体で満たされていなくても被検体内を自走しながら超音波検査を行なうことのできる超音波内視鏡を提供できる。

・【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例に係る超音波内視鏡の概略構成を示す断面図。

【図 2】図 1 に示す超音波内視鏡の作用説明図。

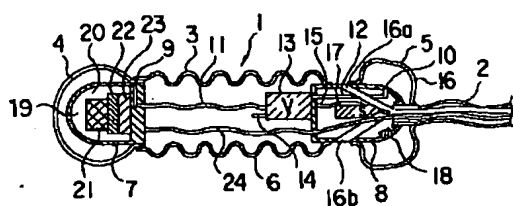
【図 3】図 1 に示す超音波内視鏡の作用説明図。

【図 4】図 3 に示す処置具の構成図。

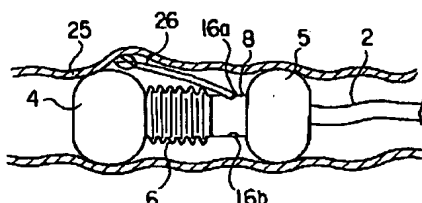
【図 5】本発明の第 2 実施例に係る超音波内視鏡の概略構成を示す断面図。

【図 6】本発明の第 3 実施例に係る超音波内視鏡の概略構成を示す斜視図。

【図 1】



【図 3】



* 【図 7】本発明の第 4 実施例に係る超音波内視鏡の概略構成を示す斜視図。

【図 8】図 7 に示す軸方向伸縮チューブの断面図。

【図 9】図 7 に示す超音波内視鏡の作用説明図。

【図 10】本発明の第 5 実施例に係る超音波内視鏡の概略構成を示す斜視図。

【図 11】本発明の第 5 実施例に係る超音波内視鏡の作用説明図。

【図 12】本発明の第 6 実施例を示す図。

10 【図 13】図 12 に示す制御回路のブロック構成図。

【図 14】本発明の第 7 実施例を示す図。

【図 15】図 13 に示す制御回路の変形例を示す図。

【図 16】本発明の第 8 実施例を示す図。

【図 17】図 16 に示す蛇腹チューブを軸方向に伸長させたときの状態を示す断面図。

【図 18】本発明の第 9 実施例を示す図。

【図 19】図 18 に示す内視鏡を腸管内に挿入した状態を示す図。

【図 20】本発明の第 9 実施例の変形例を示す図。

20 【図 21】本発明の第 10 実施例を示す図。

【図 22】本発明の第 11 実施例を示す図。

【図 23】本発明の第 12 実施例を示す図。

【図 24】本発明の第 13 実施例を示す図。

【図 25】本発明の第 14 実施例を示す図。

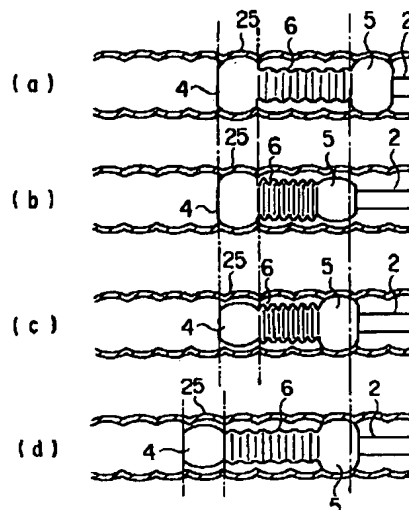
【図 26】本発明の第 15 実施例を示す図。

【符号の説明】

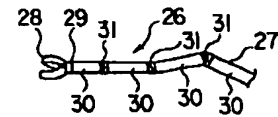
3…軸方向伸縮部、4…前バルーン、5…後バルーン、6…蛇腹チューブ、7…本体前部、8…本体後部、18…マイクロ圧力センサ、19…空洞部、20…超音波送受波部、21…超音波振動子、22…モータ、23…エンコーダ。

*

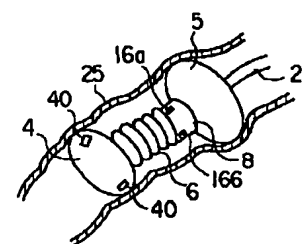
【図 2】



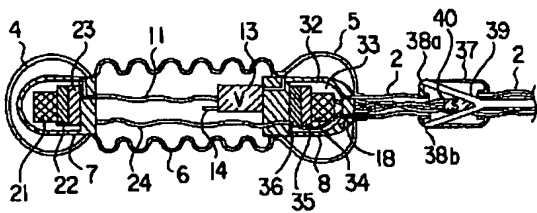
【図 4】



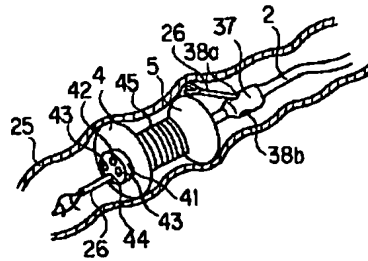
【図 6】



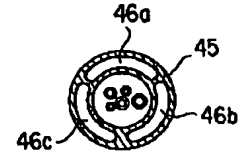
【図5】



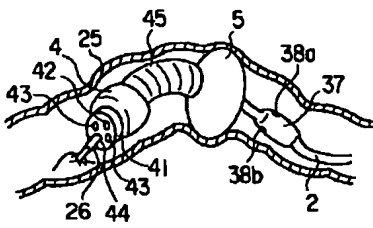
【図7】



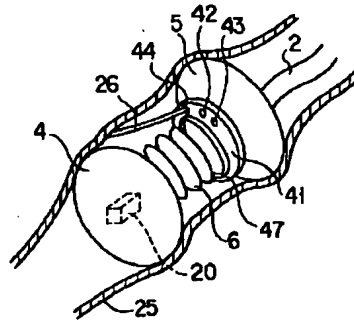
【図8】



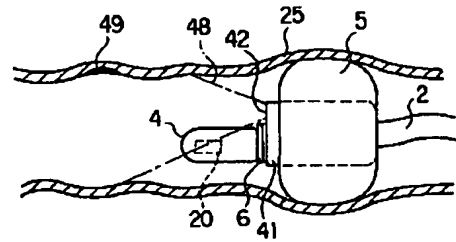
【図9】



【図10】

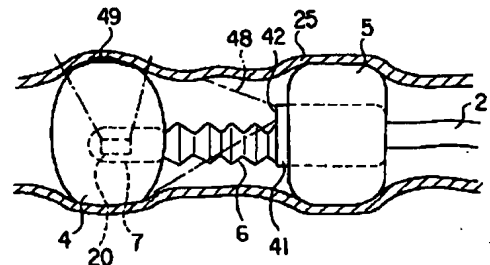
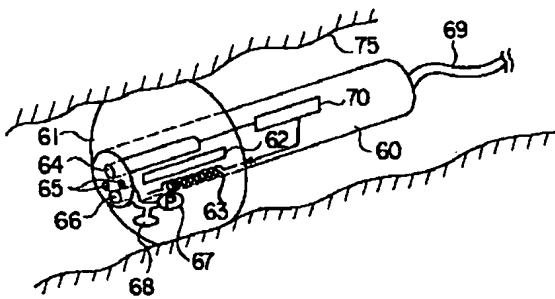


【図11】



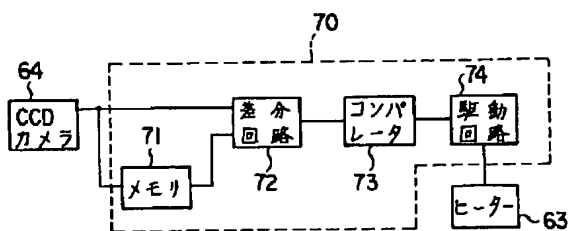
(a)

【図12】

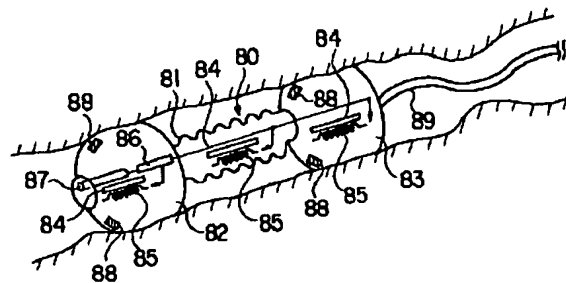


(b)

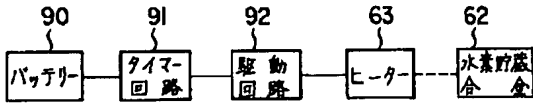
【図13】



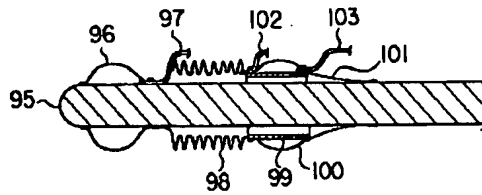
【図14】



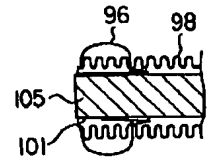
【図15】



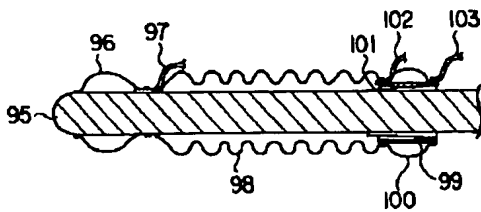
【図16】



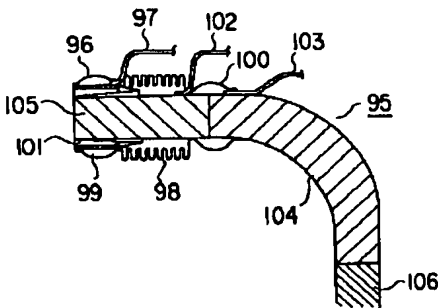
【図20】



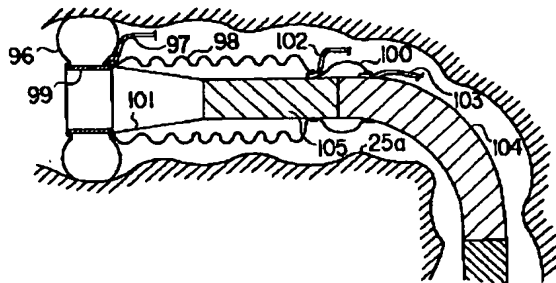
【図17】



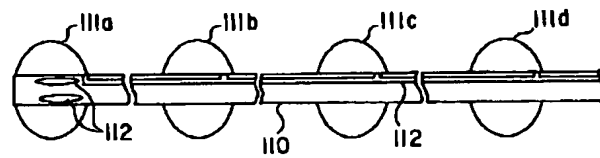
【図18】



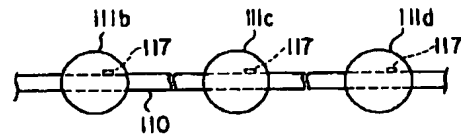
【図19】



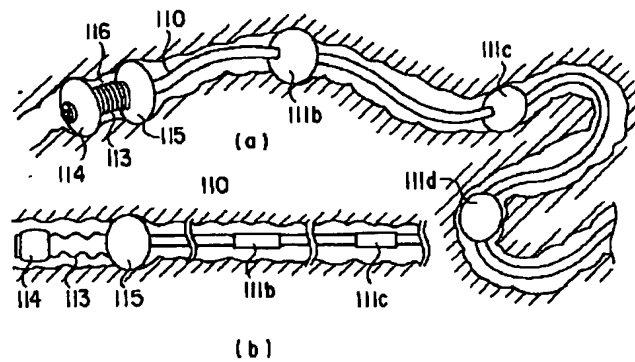
【図21】



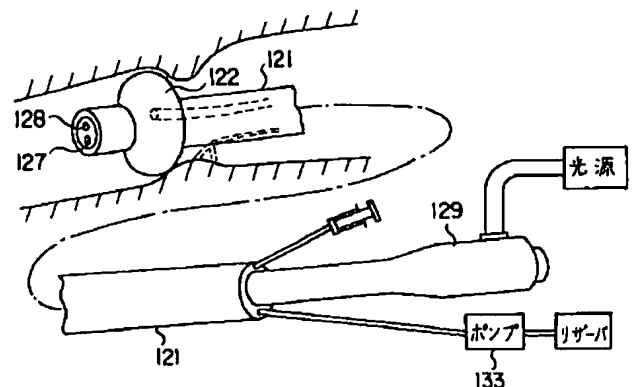
【図23】



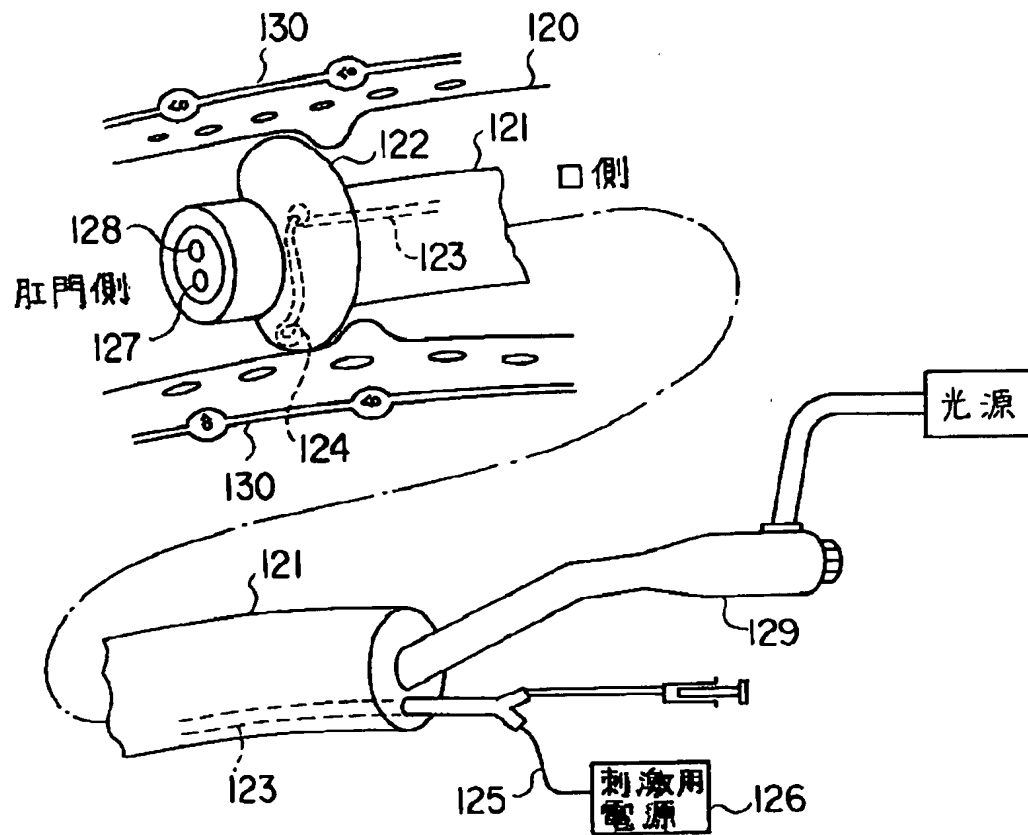
【図22】



【図26】



【図24】



【図25】

